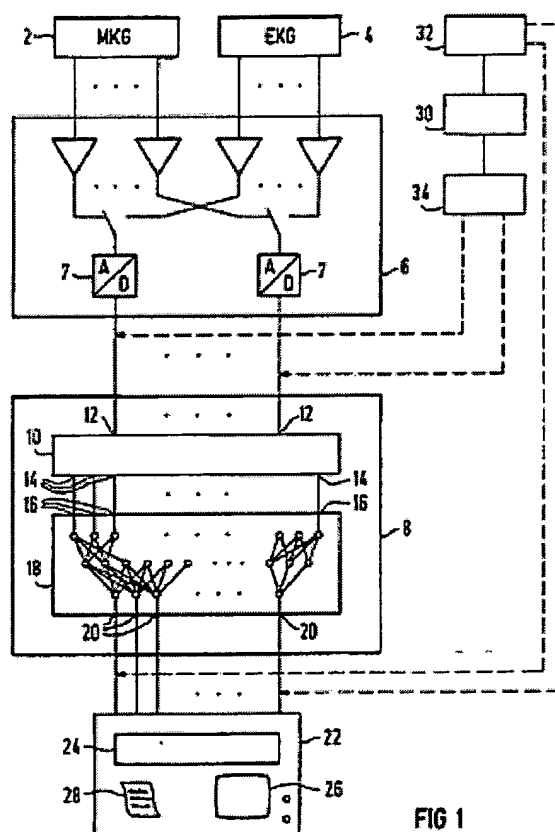


# Device and method for determining the location and/or the extent of ischemias and/or infarcts in the heart of a patient

**Patent number:** DE4307545  
**Publication date:** 1994-09-15  
**Inventor:** ABRAHAM-FUCHS KLAUS DIPL PHYS (DE);  
 SCHLANG MARTIN F DR ING (DE); KILLMANN  
 REINMAR DIPL ING DR T (DE)  
**Applicant:** SIEMENS AG (DE)  
**Classification:**  
 - international: A61B5/04; A61B5/0472; A61B5/044  
 - european: G06F17/00D4C  
**Application number:** DE19934307545 19930310  
**Priority number(s):** DE19934307545 19930310

## Abstract of DE4307545

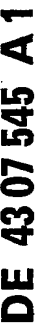
A device for determining the location and/or the extent of ischemias and/or infarcts comprises a multichannel measuring system (2, 4) for measuring electric and/or magnetic field quantities (variables) which are generated by a cardiac activity during at least a portion of a cardiac cycle at a number of measuring points. Connected to the multichannel measuring system (2, 4) is a classifier (18) which is capable of learning and whose inputs can be fed input values which correspond to the measured values measured during the at least one portion of the cardiac cycle. The classifier (18) which is capable of learning is connected to a visual means (22) of representation which serves to display the location and/or the extent of the ischemia and/or of the infarct as a function of localisation data output at the outputs (20) of the classifier (18) which is capable of learning. Likewise claimed is a method for operating the device for locating ischemias and/or infarcts.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY





**DE 43 07 545 A 1**

Ein Gerät und ein Verfahren zur Bestimmung des Ortes und/oder der Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten im Herzen eines Lebewesens ist bekannt aus dem Artikel von R. S. MacLeod/M. J. Gardner/B. M. Horacek mit dem Titel: "Hochauflösende EKG-Mapping-Verfahren für Untersuchungen während Koronar-dilatation", erschienen in Biomedizinische Technik 35 (Ergänzungsband 1990), Seiten 236 bis 237. Dort wird das von der Herzaktivität verursachte elektrische Potential mit Hilfe von am Oberkörper angebrachten Elektroden gemessen und in einer Rekonstruktion daraus die Potentiale an der Herzoberfläche (epikardiale Potentiale) berechnet. Die Verteilung und der zeitliche Verlauf der epikardialen Potentiale erlauben Rückschlüsse auf den Ort und die Ausdehnung von geschädigtem ischämischem Herzgewebe. Jedoch läßt das Modell der epikardialen Potentiale bedeutende elektrophysiologische Eigenschaften, wie z. B. die endokardialen Potentiale sowie die Erregungsausbreitung im Herzen, außer acht.

Aus einem mit einem biomagnetischen Meßsystem gemessenen Magnetokardiogramm (MKG) läßt sich mit dem Modell des Infarktdipols, wie es in dem Artikel von M. Saarinen/T. Katile/J. Nenonen/M. Seppänen/P. Siltenen mit dem Titel: "Simulated and measured magnetocardiograms in localized myocardial abnormalities" erschienen in "Biomagnetism: Applications and Theory, herausgegeben von H. Weinberg und T. Katila, Pergamon Press, New York, 1985, Seiten 59 bis 63, generell ein einzelner Ort rekonstruieren. Aussagen über an mehreren Orten gleichzeitig auftretenden Ischämien und über Infarkte mit gesprenkelter Geometrie sind mit einem vernünftigen Rechenaufwand nicht mehr möglich.

Bei der Bestimmung des Ortes und/oder der Ausdehnung von Ischämien oder Infarkten ergibt sich das Problem, daß einfache Quellenmodelle, wie der Einzeldipol, die Elektrophysiologie des Herzens nicht ausreichend genau nachbilden und somit nur begrenzt gültige Aussagen über den Ort und die Ausdehnung geben. Wünschenswerte komplexere Rechenmodelle sind jedoch so rechenzeitaufwendig, daß sie einer Anwendung in der klinischen Praxis im Wege stehen.

Aus dem Artikel von U. R. Abeyaratne/Y. Kinouchi/H. Oki/J. Okada/F. Shichijo/K. Matsumoto mit dem Titel: "Artificial Neural Networks for Source Localisation in the Human Brain", erschienen in Brain Topography, Vol.4, No.1, 1991, pp. 3 bis 21, ist bekannt, zur Lokalisation von Einzeldipolen einen lernfähigen Klassifikator in Form eines entsprechend trainierten neuronalen Netzes zu verwenden. Dem neuronalen Netz werden die von einem Vielkanalmeßsystem zu einem Zeitpunkt gemessenen Felder einer elektrophysiologischen Aktivität zugeführt. Daraus bildet das neuronale Netz sechs Ausgangsgrößen, die den Parametern eines Dipols entsprechen. Jedoch benutzt das neuronale Netz zur Quellenlokalisierung lediglich die zu einem einzigen Zeitpunkt gemessene Information. Ischämien oder Infarkte lassen sich auf der Grundlage dieses Lokalisierungsverfahrens nicht bestimmen.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, ein Gerät und ein Verfahren anzugeben, womit der Ort und/oder die Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten aus elektro- und/oder magnetokardiographischen Meßwerten bestimmt werden kann.

Die erste genannte Aufgabe wird durch ein Gerät mit

den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Die zweitgenannte Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 15 gelöst.

Die Verwendung eines lernfähigen und entsprechend trainierten Klassifikators erlaubt es, ein komplexes Herzmodell zu verwenden, das die elektrophysiologischen Eigenschaften von Ischämien und/oder Infarkten genau nachbildet. Der lernfähige Klassifikator kann mit dem Modell trainiert werden, wobei der zum Training benötigte Rechenaufwand nur einmal betrieben werden muß und entsprechend hoch sein darf. Dagegen ermöglicht der einmal trainierte Klassifikator die Erkennung und Lokalisation des geschädigten Herzgewebes aus den gemessenen Feldgrößen in kurzer Zeit. Mit anderen Worten: trotz eines die Wirklichkeit gut nachbildenden komplexen Modells läßt sich in akzeptabler Zeit krankhaftes Gewebe erkennen und lokalisieren.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, daß die Anzahl der Eingänge der Anzahl der insgesamt abgetasteten Meßwerte eines Herzzyklus entspricht. Alle in den Meßwerten vorhandenen Informationen können damit ohne Datenkompression ausgewertet werden.

Eine weitere Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, daß der Herzzyklus in bis zu 200 Abtastzeitpunkte unterteilt ist. Damit kann eine zur Lokalisierung von Ischämien und/oder Infarkten ausreichende Information aus dem zeitlichen Verlauf der Meßwerte gewonnen werden.

Eine weitere Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, daß der Abstand der Abtastzeitpunkte im QRS-Komplex des Herzzyklus geringer ist als im übrigen Bereich des Herzzyklus. Diese dem Herzzyklus angepaßte Abtastung erzeugt weniger redundante Information als eine nicht angepaßte Abtastung in gleichen Zeitabständen.

In Abhängigkeit der Anforderungen an die Genauigkeit der Erkennung von krankhaftem Gewebe beträgt die Anzahl der Meßpunkte zwischen ungefähr 20 und 256. Eine für normale Anwendung ausreichende Genauigkeit wird in einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung dadurch erreicht, daß die Anzahl der Meßpunkte 30 bis 64 beträgt.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung ist jedem Ausgang ein Bereich des Herzmodells zugeordnet. Durch die Zusammenfassung in größere Bereiche ergibt sich eine günstige Struktur für den Klassifikator.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, daß der Klassifikator so trainiert ist, daß die Werte an den Ausgängen ein Maß für die Ausdehnung der Ischämien und/oder der Infarkte um die Mittelpunkte der den Ausgängen entsprechenden Bereiche darstellt.

Bei einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird der Ort und/oder die Ausdehnung graphisch dargestellt.

Bei einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung besteht das Herzmodell aus einer der Physiologie entsprechenden Anordnung von Modell-Herzzellen, denen elektrophysiologische Herzparameter zugeordnet sind, wobei in der Praxis drei Parameter, nämlich Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit, Refraktärzeit und Aktionspotentialform ausreichend sind zur Modellierung von krankhaftem Gewebe.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von zwei Figuren erläutert. Dabei zeigt:

Fig. 1 die Struktur eines Geräts zur Bestimmung des Ortes und/oder die Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten und

Fig. 2 eine Variante des Geräts nach Fig. 1 mit einer Datenkompressionsstufe.

In Fig. 1 ist mit 2 als Vielkanalmeßsystem ein Magnetokardiogramm-Gerät (MKG-Gerät) symbolisiert, wie es vom grundsätzlichen Aufbau her aus der US-PS 5 152 288 bekannt ist. Das dort offenbarte MKG-Gerät umfaßt eine 12-Kanal-Meßanordnung, mit der berührungslos und gleichzeitig an 12 Meßpunkten ein von einer elektrophysiologischen Aktivität erzeugtes Magnetfeld gemessen werden kann. Da hier ischämische oder infarzierte Bereiche und nicht nur einzelne Punkte im Herzen lokalisiert werden sollen, werden mindestens etwa 20 Meßkanäle benötigt. Ein derartiges Gerät ist in dem Artikel von Schneider et al. mit dem Titel "U. Multichannel Biomagnetic System for Study of Electrical Activity in the Brain and Heart" erschienen in *Radiology*, Vol. 176, No. 3, Sept. 1990, pp. 825—830, beschrieben. In Abhängigkeit der bei der Auswertung erzielbaren Genauigkeit steigt die Anzahl der Meßkanäle auf bis zu 256. Ein guter Kompromiß zwischen dem apparativen Aufwand und der Genauigkeit liegt bei etwa 30 bis 60 Meßkanälen.

Von der Herzaktivität erzeugte Potentiale auf der Körperoberfläche können ebenfalls mit einem Elektrokardiographie-Gerät 4 (EKG-Gerät) als Vielkanalmeßsystem gemessen werden. Jedoch muß das EKG-Gerät 4 eine gegenüber einem Standard-EKG-Gerät mit 12 Kanälen erhöhte Anzahl von Meßkanälen umfassen. Die Anzahl der benötigten Meßkanäle liegt in demselben Bereich wie bei dem MKG-Gerät 2. Das MKG-Gerät 2 und/oder das EKG-Gerät 4 sind mit einer Signalverarbeitungsschaltung 6 verbunden. Die Signalverarbeitungsschaltung 6 dient der Anpassung und Aufbereitung der Meßwerte des MKG-Gerätes 2 und des EKG-Gerätes 4. Die Signalverarbeitungsschaltung 6 umfaßt in jedem Kanal einen Verstärker, ein Bandpaßfilter, einen Abtaster 7 und eine nachfolgende Digitalisierungsstufe. Gegebenenfalls werden darin auch die Meßwerte über mehrere Herzzyklen gemittelt.

Eine Auswerteeinheit 8 ist mit den Ausgängen der Signalverarbeitungsschaltung 6 verbunden. Die Auswerteeinheit 8 umfaßt ein Schieberegister 10, dessen Eingänge 12 mit der Signalverarbeitungsschaltung 6 verbunden sind. Das Schieberegister 10 dient der Zwischenspeicherung der seriell einlaufenden abgetasteten Meßwerte aus mindestens einem Herzzyklus. Die Anzahl der Schieberegistereingänge 12 ist identisch mit der Anzahl der Meßpunkte oder Meßkanäle. Die Länge des Schieberegisters 10 ist ausreichend um die Abtastwerte zumindest eines Teils eines Herzzyklus, jedoch vorzugsweise eines vollständigen Herzzyklus, zwischenspeichern zu können. Am Ende des Herzzyklus stehen an Ausgängen 14 des Schieberegisters 10 gleichzeitig alle abgetasteten Meßwerte zur Ausgabe bereit. Die Anzahl der Schieberegisterausgänge 14 entspricht somit der Gesamtzahl der Meßwerte, die während eines Herzzyklus aufgenommen werden.

Die Schieberegisterausgänge 14 sind mit Eingängen 16 eines als neuronales Netz ausgebildeten lernfähigen Klassifikators 18 verbunden, der ebenfalls zur Auswerteeinheit 8 gehört.

Eine spezielle Hardware, auf der ein geeignetes neuronales Netz ablauffähig ist, ist in dem Artikel von Ramacher, U.; Raab, W.; Anlauf, J.; Hachmann, U.; Wesseling, M. mit dem Titel "Synapse X: A general Purpose Neurocomputer", erschienen in *Proc. II Int. Conf. on Micro Electr. for Neural Networks*, 1991, beschrieben.

Da nicht alle Meßwerte zeitlich miteinander korre-

liert sind, ist hier ein teilvernetztes neuronales Netz 18 eingesetzt. An den Ausgängen 20 des neuronalen Netzes 18 werden Werte ausgegeben, die ein Maß für den Ort und Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten ist. In Abhängigkeit der gewünschten Auflösung bei der Lokalisation umfaßt das neuronale Netz 10 bis 200 Ausgänge. Die Ausgänge 20 des neuronalen Netzes 18 sind mit visuellen Darstellungsmitteln 22 verbunden, die eine Graphikeinheit 24 umfaßt. Die Graphikeinheit 24 bereitet die an den Ausgängen 20 ausgegebenen Werte auf, um dem Betrachter in einer graphischen Darstellung eine gute Vorstellung über Lage und/oder Ausdehnung des geschädigten Bereichs auf einem Bildschirm 26 geben zu können. Gleichzeitig können die Meßwerte in einem Protokoll 28 festgehalten werden.

Jedem Ausgang 20 ist ein Bereich des Herzmodells zugeordnet. Die an den Ausgängen 20 ausgegebenen Lokalisierungsdaten sind ein Maß für die Ausdehnung eines geschädigten Gebiets. Beispielsweise bedeutet eine "Null" an einem Ausgang 20, daß in dem entsprechenden Bereich nur gesundes Gewebe vorhanden ist, während eine "Eins" bedeutet, daß das gesamte Gebiet geschädigt ist. Zwischenwerte besagen, daß entsprechende kleinere Bereiche geschädigt sind.

In einer Variante ist in Fig. 2 dem neuronalen Netz 18 eine Datenkompressionsstufe 29 vorgeschaltet. Damit kann die Anzahl der Eingänge 16 verringert werden, was sich wiederum günstig auf das Training des neuronalen Netzes auswirken kann. Durch die Datenkompressionsstufe kann gleichzeitig die Anzahl der zum Training benötigten Muster deutlich verkleinert werden, weil die Anzahl der zu bestimmenden Parameter beim Training, nämlich die Anzahl der Neuronen und Gewichte, kleiner ist. Die Datenkompressionsstufe 29 arbeitet z. B. nach dem Verfahren der Hauptkomponentenzerlegung, wobei die jeweils zu einem Zeitpunkt vorliegenden Meßwerte aller Kanäle als n-dimensionaler Vektor betrachtet werden, n ist dabei die Anzahl der Meßkanäle.

Neben einer Kompression durch Filterung und Stauung bezüglich des Zeitverlaufs der Meßwerte ist auch eine Kompression bezüglich der Anzahl der zu verarbeitenden Zeitreihen oder Meßkanäle möglich. Dazu bietet sich das schon oben erwähnte Verfahren der Hauptkomponentenzerlegung an oder auch ein neuronales Kompressionsnetzwerk, wie es in der deutschen Patentanmeldung P 42 07 595.5 beschrieben ist.

Das neuronale Netz 18 ist erst dann entsprechend leistungsfähig, wenn es mit einer Vielzahl von Feldmustern, die charakteristisch für Lage und Ausdehnung der Ischämie und/oder des Infarktes sind, trainiert worden ist. Dazu kann ein Herzmodell verwendet werden, wie es in dem Artikel von R. Killmann, P.; Wach F.; Dienstl, unter dem Titel: "Three-dimensional Computermodell of the entire human heart for simulation of reentry and tachycardia: gap phenomenon and Wolff-Parkinson-White syndrome" *Basic Research in Cardiology* 86, 1991, pp. 485—501, beschrieben ist. In dem Herzmodell ist das Herz in Volumenzellen aufgeteilt, die entsprechend der Herzphysiologie zusammenhängen. Jede Zelle sind elektrophysiologische Parameter zugeordnet. Hier werden die Parameter Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit, Refraktärzeit und Aktionspotentialform den Zellen zugeordnet. Sie können im Rahmen des physiologisch Sinnvollen frei gewählt werden. Die Zellen haben eine Ausdehnung von ca. 2,5 mm. Ausgehend von einer Erregung am Sinusknoten werden darauffolgend bei der Erregungsausbreitung die einzelnen Volumenzellen akti-

viert entsprechend den ihnen zugeordneten elektrophysiologischen Parametern. Die Erregungsausbreitung ist begleitet von einem elektrischen und magnetischen Feld, das dann an den den Meßorten entsprechenden Modellorten berechnet werden kann. Den berechneten Werten kann zu Trainingszwecken noch Rauschen überlagert werden.

Zur Beschreibung des ischämischen und/oder infarzierten Bereichs wird das Herzmodell in 10 bis 200 Bereiche aufgeteilt, wobei angenommen wird, daß ein geschädigtes Gebiet im Mittelpunkt des Bereichs mit einer entsprechenden Ausdehnung angeordnet ist.

Im Training werden die den einzelnen Neuronen des neuronalen Netzes 18 zugeordneten Gewichtungsfaktoren bestimmt. Zu Beginn des Trainings sind alle Gewichte mit zufälligen Werten belegt. Bei manchen Netzwerktypen ist es möglich, Vorwissen über den modellierten Prozeß, hier die Bestimmung von Ort und Ausdehnung aus den Meßwerten, durch eine Vorbelegung der Gewichte vor dem Training einzubringen. Das wirkt sich ggf. günstig auf die zum Training benötigte Zeit oder auf die Stabilität des Trainingsprozesses aus, insbesondere wenn eine große Anzahl von Gewichten belegt werden muß. Die Vorbelegung kann z. B. über ein K-means clustering oder K-nearest neighbour clustering erfolgen.

Zum Training werden nun in willkürlicher und zufälliger Reihenfolge die elektrophysiologischen Parameter entsprechend der Modell-Ischämie und/oder des Modell-Infarktes im Herzmodell variiert. Das Training kann auch nach dem Verfahren der Permutation, d. h. in einer Epoche werden dem Netzwerk 18 alle Trainingswerte in zufälliger Reihenfolge angeboten, oder dem Verfahren des Batch-Learning, d. h. in einer Epoche werden dem Netzwerk 18 alle Trainingswerte in vorgegebener Reihenfolge angeboten, erfolgen. Als Epoche ist hier der Ausschnitt aus der Trainingsphase definiert, in dem das neuronale Netz 18 alle Lernmuster einmal zum Training angeboten bekommt. Der Vorteil von stochastischem Lernen besteht darin, daß das Netzwerk 18 nicht die Reihenfolge der Trainingsdaten lernt. Ein zusätzlicher Vorteil der Permutation ist auch, daß das Netzwerk alle Trainingsdaten gleich häufig — und zwar in jeder Epoche — sieht. Bei der Permutation konvergiert das Training auch schneller als beim Batch-Learning.

In Fig. 1 und 2 ist die Trainingsphase durch die Funktionsblöcke 30, 32 und 34 symbolisiert. Der Funktionsblock 30 stellt das oben angegebene Herzmodell mit der Aufteilung in Volumenelemente dar. Der Funktionsblock 32 variiert den Ort und die Ausdehnung von den Modell-Ischämien oder/oder Modell-Infarkten. In der Recheneinheit 34 wird nun ein von dem eingestellten Herzmodell erzeugtes magnetisches und/oder elektrisches Feld an den Modellmeßpunkten berechnet und über das Schieberegister den Eingängen 16 des neuronalen Netzes 18 zugeführt. Den Ausgängen 20 wird in der Trainingsphase der Ort und die Ausdehnung der den Rechenwerten zugrundeliegenden Modell-Ischämie und/oder des Modell-Infarktes zugeführt. Über eine interne Rückkopplung im neuronalen Netz 18 werden daraus die den versteckten Neuronen zugehörenden Gewichte eingestellt.

Die Trainingsphase des neuronalen Netzes kann in Abhängigkeit von der Komplexität des Herzmodells bis zu mehrere Stunden oder Tage Rechenzeit benötigen. Ist jedoch das neuronale Netz 18 einmal trainiert, d. h. die Gewichte bestimmt, kann das neuronale Netz 18 in kurzer Zeit aufgrund der Eingangsdaten die entspre-

chenden Ausgangsdaten ausgeben.

#### Patentansprüche

1. Gerät zur Bestimmung des Ortes und/oder der Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten im Herzen eines Lebewesens mit

— einem Vielkanalmeßsystem (2, 4) zum Messen von elektrischen und/oder magnetischen Feldgrößen, die von einer Herzaktivität erzeugt werden, während mindestens eines Teils eines Herzzyklus an einer Anzahl von Meßpunkten,

— einem mit dem Vielkanalmeßsystem (2, 4) verbundenen trainierten lernfähigen Klassifikator (18), dessen Eingängen (16) Eingangswerte zuführbar sind, die den während des mindestens einen Teils des Herzzyklus gemessenen Meßwerten entsprechen, wobei dem lernfähigen Klassifikator (18) durch Zuführen von Trainingsdaten, die den Feldgrößen an den Meßorten entsprechen, an die Eingänge (16) trainiert ist, welche Trainingsdaten mit Hilfe eines Herzmodells berechnet werden, das den Erregungsverlauf des Herzens während des Herzzyklus aus variierten Orten und variierten Ausdehnungen von Modell-Ischämien und/oder Modell-Infarkten nachbildet, und wobei an Ausgängen des lernfähigen Klassifikators (18) Lokalisationsdaten ausgegeben werden können, die dem Ort und/oder der Ausdehnung der Ischämie und/oder des Infarktes entsprechen, und

— einem mit dem lernfähigen Klassifikator (18) verbundenen visuellen Darstellungsmittel (21) zum Anzeigen des Ortes und/oder der Ausdehnung der Ischämie und/oder des Infarktes in Abhängigkeit der Lokalisationsdaten.

2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der mindestens eine Teil des Herzzyklus den QRS-Komplex und die ST-Strecke umfaßt.

3. Gerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Eingänge (16) der Anzahl der insgesamt abgetasteten Meßwerte eines Herzzyklus entspricht.

4. Gerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß vor dem lernfähigen Klassifikator (18) eine Datenkompressionsstufe (29) angeordnet ist und daß die Anzahl der Eingänge (16) geringer ist als die Anzahl der insgesamt abgetasteten Meßwerte.

5. Verfahren nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß ein Abtaster (7) zwischen dem Vielkanalmeßsystem (2, 4) und dem neuronalen Netz (18) angeordnet ist, der die während des Teils des Herzzyklus gemessenen Meßwerte in allen Kanälen gleichzeitig an bis zu 200 Abtastzeitpunkten abtastet.

6. Gerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Abtaster (7) geeignet ist, den Abstand der Abtastzeitpunkte im QRS-Komplex des Herzzyklus geringer zu wählen als im übrigen Bereich des Herzzyklus.

7. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Meßpunkte ungefähr 20 bis 256 beträgt.

8. Gerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet,

daß die Anzahl der Meßpunkte ungefähr 30 bis 64 beträgt.

9. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß jedem Ausgang (20) ein Bereich des Herzmodells zugeordnet ist.

10. Gerät nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der lernfähige Klassifikator (18) so trainiert ist, daß die Lokalisierungsdaten ein Maß für die Ausdehnung der Ischämien und/oder der Infarkte um die Mittelpunkte der den Ausgängen (20) entsprechenden Bereiche darstellen.

11. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das visuelle Darstellungsmittel (22) geeignet ist, den Ort und/oder die Ausdehnung graphisch darzustellen.

12. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Herzmodell aus einer der Physiologie entsprechenden Anordnung von Modell-Herzzellen besteht, denen elektrophysiologische Herzparameter zugeordnet sind.

13. Gerät nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrophysiologischen Parameter die Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit, die Refraktärzeit und die Aktionspotentialform umfassen.

14. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der lernfähige Klassifikator (18) als neuronales Netz ausgebildet ist.

15. Verfahren zur Bestimmung des Ortes und/oder der Ausdehnung von Ischämien und/oder Infarkten im Herzen eines Lebewesens mit den Schritten:

— Messen von elektrischen und/oder magnetischen Feldgrößen, die von einer Herzaktivität erzeugt werden, während mindestens eines Teils eines Herzzyklus an einer Anzahl von Meßpunkten mit einem Vielkanalmeßsystem (2, 4),

— Zuführen von Eingangswerten, die den während des mindestens einen Teils des einen Herzzyklus gemessenen Meßwerten entsprechen, an Eingänge eines trainierten lernfähigen Klassifikators (18), wobei der lernfähige Klassifikator (18) durch Zuführen von Trainingsdaten, die den Feldgrößen an den Meßorten entsprechen, an die Eingänge trainiert ist, welche Trainingsdaten mit Hilfe eines Herzmodells berechnet wurden, das den Erregungsverlauf des Herzens während des Herzzyklus aus variierten Orten und variierten Ausdehnungen von Modell-Ischämien und/oder Modell-Infarkten nachbildet, und wobei an Ausgängen des lernfähigen Klassifikators (18) Lokalisierungsdaten ausgegeben werden, die dem Ort und/oder der Ausdehnung der Ischämie und/oder des Infarktes entsprechen, und

— Anzeigen des Ortes und/oder der Ausdehnung der Ischämie und/oder des Infarktes mittels visueller Darstellungsmittel (22) in Abhängigkeit der Lokalisierungsdaten.

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der mindestens eine Teil des Herzzyklus den QRS-Komplex und die ST-Strecke umfaßt.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Eingänge (16) der Anzahl der insgesamt abgetasteten Meßwerte eines Herzzyklus entspricht.

18. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßwerte einer Datenkompression unterzogen werden.

19. Verfahren nach Anspruch 15 oder 18, dadurch gekennzeichnet, daß der Herzzyklus in bis zu 200 Abtastzeitpunkte unterteilt ist.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Abtastzeitpunkte im QRS-Komplex des Herzzyklus geringer ist als im übrigen Bereich des Herzzyklus.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Meßpunkte 20 bis 256 beträgt.

22. Verfahren nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Meßpunkte 30 bis 64 beträgt.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß das Herzmodell in Bereiche eingeteilt ist und daß jedem Bereich ein Ausgang (20) zugeordnet ist.

24. Verfahren nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß der lernfähige Klassifikator (18) so trainiert ist, daß die Lokalisierungsdaten ein Maß für die Ausdehnung der Ischämien und/oder der Infarkte um die Mittelpunkte der den Ausgängen (20) entsprechenden Bereiche darstellt.

25. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß der Ort und/oder die Ausdehnung graphisch dargestellt werden.

26. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß das Herzmodell aus einer der Physiologie entsprechenden Anordnung von Modell-Herzzellen besteht, denen elektrophysiologische Herzparameter zugeordnet sind.

27. Verfahren nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrophysiologischen Parameter die Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit, die Refraktärzeit und die Aktionspotentialform umfassen.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -

THIS PAGE BLANK (USPTO)



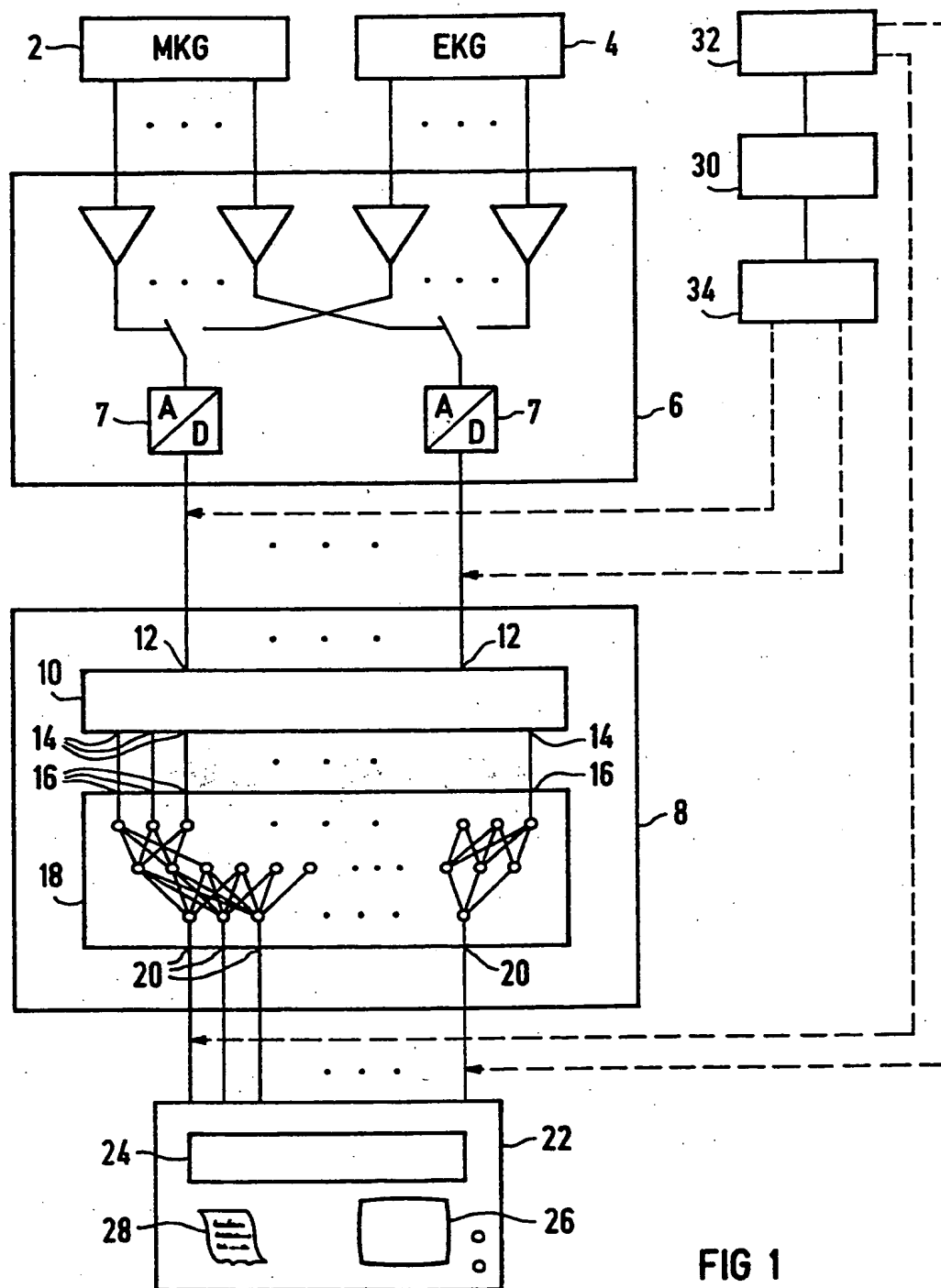


FIG 1

BEST AVAILABLE COPY

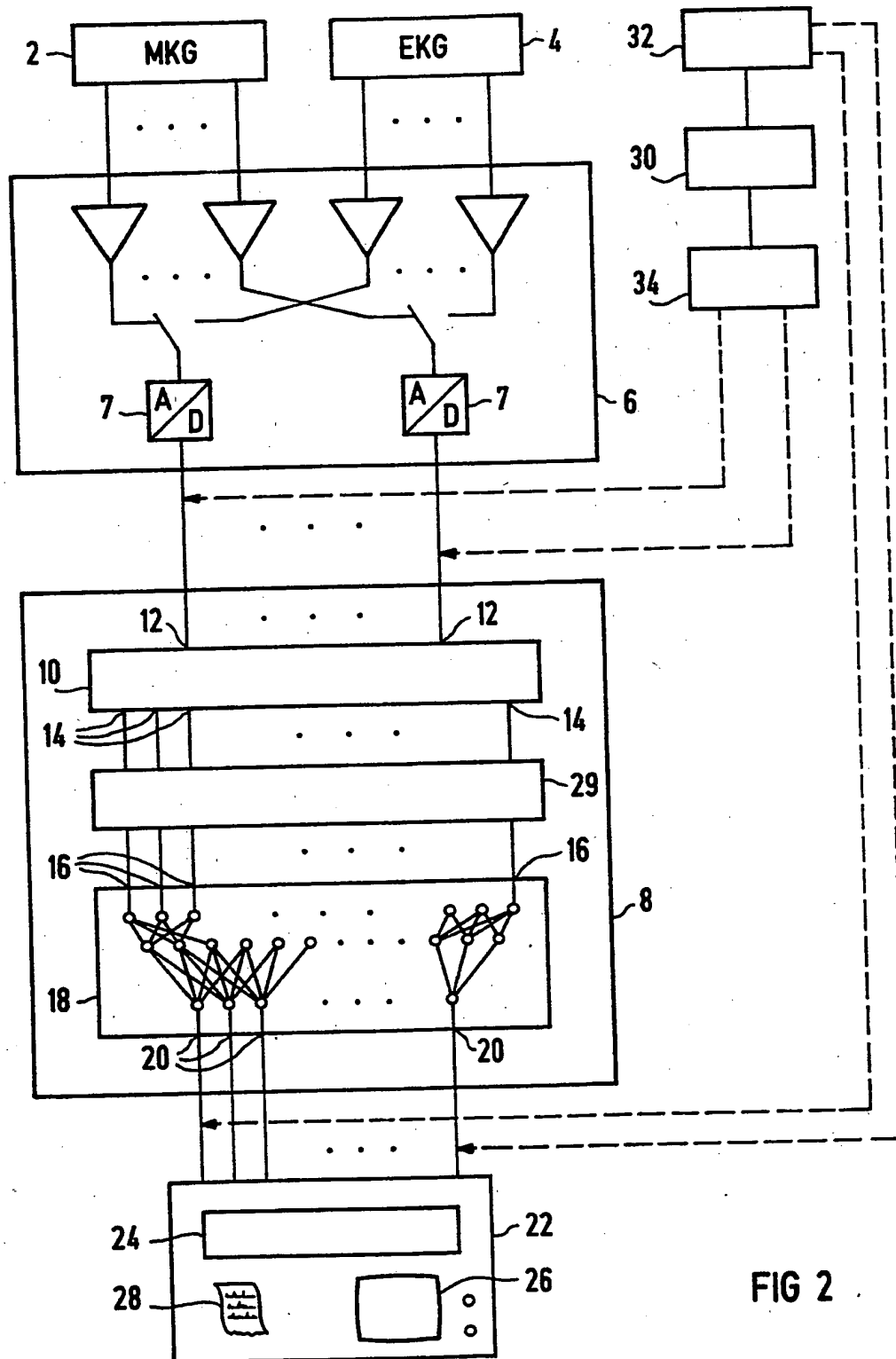


FIG 2

BEST AVAILABLE COPY